

明 細 書

画像データ収集制御方法及び画像データ収集装置

技術分野

- [0001] 本発明は、画像データ収集制御方法及び画像データ収集装置に係り、特に心臓領域において心拍動によるモーションアーチファクトを低減する画像データ収集制御方法及び画像データ収集装置に関する。

背景技術

- [0002] 被検体の心臓領域から画像データを収集し、それに基づいて画像を再構成するとき、心拍動に起因する心拍モーションアーチファクト及び呼吸に伴う胸郭の動きに起因する呼吸モーションアーチファクトが画質劣化の要因となる。
- [0003] 従来、心拍モーションアーチファクトを低減するために心電データを取得しそれを基準として心拍動に同期又は心拍動に対して位相をずらしながら画像データ収集及び画像再構成を行う、心電同期撮影又はECG (electro cardio gram) 撮影と呼ばれる撮影方法がある(例えば特許文献1参照)。例えば、心電同期撮影の一種であるセグメント再構成によれば、画像データと共に記録された心電データに基づいて、比較的心臓の動きの少ない拡張期に収集された画像データを抽出してそれによって画像再構成を行うことで、時間分解能が良好で心拍モーションアーチファクトが少ない画像を得ることができる。画像データ収集中は、スキャン速度等の画像データ収集条件を被検体の心拍数に合わせて設定して固定するので、得られる画像の画質を良好に保つためには心拍数が安定していることが望ましい。
- [0004] また、呼吸モーションアーチファクトを防ぐために、画像データ収集中は被検体に胸郭を動かさないように息止めを行わせるのが通例である。

特許文献1: 特開2000-189412号公報

発明の開示

発明が解決しようとする課題

- [0005] しかしながら、被検体が息止めを行うと、安静時に比べて心拍数が変動しやすくなることが多い。息止めによって心拍数が上昇したり下降したりする変動の傾向には個

体差があるが、いずれにしてもこの心拍数の変動は心電同期撮影で得られる画像の時間分解能が変動する要因となる。例えば、画像データ収集条件を安静時の心拍数に適するように設定した場合、画像データ収集中の心拍数が安静時とほぼ同じであれば、その画像データ収集条件で得られる画像の時間分解能は良好で一定となる。しかし実際には、画像データ収集中の心拍数は安静時の値から乖離するので、安静時の心拍数に適した画像データ収集条件では満足な画像が得られないという問題がある。

- [0006] 本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、画像データ収集中に被検体の心拍数が変動しても良好な画像データを得ることができる画像データ収集制御方法及び画像データ収集装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

- [0007] 前記目的を達成するために、本発明に係る画像データ収集制御方法は、被検者の周期的運動する部位を含む画像データ収集範囲から複数の画像データを収集する画像データ収集制御方法であって、前記周期的運動の経時変化を示す周期運動データを取得する周期運動データ取得工程と、前記画像データ収集範囲の画像データの時間分解能を所望の範囲内にするための該画像データの収集条件を設定する画像データ収集条件設定工程と、前記画像データ収集条件に基づいて、前記画像データ収集範囲の画像データの時間分解能が前記所望の範囲内に入る時間内に、該画像データ収集範囲の少なくとも一部とその画像データの収集位置とが互いに重なるように相対移動させる画像データ収集位置制御工程と、前記画像データ収集位置で前記画像データ収集範囲の少なくとも一部の画像データを収集する画像データ収集工程と、を含む。

- [0008] また、本発明に係る画像データ収集装置は、被検者の周期的運動する部位を含む画像データ収集範囲から複数の画像データを収集する画像データ収集装置において、前記周期的運動の経時変化を示す周期運動データを取得する周期運動データ取得手段と、前記画像データ収集範囲の画像データの時間分解能を所望の範囲内にするための該画像データの収集条件を設定する画像データ収集条件設定手段と、前記画像データ収集条件に基づいて、前記画像データ収集範囲の画像データの

前記時間分解能が所望の範囲に入る時間内に、該画像データ収集範囲の少なくとも一部とその画像データの収集位置とが互いに重なるように相対移動させる画像データ収集位置制御手段と、前記画像データ収集位置で前記画像データ収集範囲の少なくとも一部の画像データを収集する画像データ収集手段と、を含む。

発明の効果

- [0009] 本発明によれば、画像データ収集中の被検体の周期運動する部位における周期運動の変動を予測して、それに応じて画像データの収集を制御することにより、時間分解能の良好な画像データを収集することができる。

図面の簡単な説明

- [0010] [図1]図1は本発明に係る画像データ収集装置の実施の形態を示す概略構成図である。
- [図2]図2は図1の画像データ収集装置により行う一連の心臓領域撮影検査の流れを示すフローチャートである。
- [図3]図3は被検体の心拍数の息止め練習開始からの経時変化の一例を表すグラフである。
- [図4]図4は心電同期撮影で得られる画像の時間分解能、画像データ収集条件、及び心拍数の関係を表すグラフである。
- [図5]図5は画像の時間分解能の息止め経過時間に対する予測変動を表す時間分解能グラフである。
- [図6]図6は表示装置の画面上に被検体の投影画像と時間分解能グラフとを重畳表示した例を示す図である。
- [図7]図7は図6の時間分解能グラフを移動して表示した例を示す図である。
- [図8]図8は第二実施形態に係るX線CT装置を示すブロック構成図である。
- [図9]図9は図8に示した線CT装置により断層像を得るための処理を示すフローチャートである。
- [図10]図10は心拍数変動要因提示手段によって提示される画面の一例を示す模式図である。
- [図11]図11は心拍数変動提示手段によって提示される心拍数変動の一例を示す模

式図である。

[図12]図12は心拍数情報登録手段によって登録される心拍数情報の一例を示す模式図である。

[図13]図13は心拍数情報提示手段によって登録される心拍数情報の一例を示す模式図である。

[図14]図14は第三実施形態に係るMRI装置を示すブロック構成図である。

[図15(a)]図15(a)は体動ナビゲートシーケンスの一例を示す模式図である。

[図15(b)]図15(b)は体動ナビゲートシーケンスの一例を示す模式図である。

符号の説明

- [0011] 1…被検者、10…画像データ収集装置、20…スキャナ、22…X線発生装置、24…被検者テーブル、26…被検者テーブル移動装置、28…X線検出器、30…スキャナ本体、32…スキャナ回転装置、34…心電電極、36…心電データ取得装置、50…コントローラ、52…CPU、54…スキャナ制御部、56…画像データ処理部、58…心電データ処理部、60…データ記録装置、62…表示装置、64…操作部、66…バス、E…画像データ収集終了マーカ、G…時間分解能グラフ、I…画像収集範囲マーカ、N…数値表示、P…投影画像、R…推奨範囲マーカ、S…画像データ収集開始マーカ、101…X線管、102…スキャナガントリー、203…被検者テーブル、104…X線検出器、105…表示装置、106…周期運動データ記録手段(心電計)、107…画像処理装置、108…回転円盤、109…コリメータ、110…回転駆動装置、111…測定制御装置、112…コンピュータ(制御装置)、113…入力装置、114…撮影情報伝達装置、115…記憶装置、201…磁石、202…被検者、203…ベッド、204…RFコイル、205…傾斜磁場発生コイル、206…傾斜磁場発生コイル、207…傾斜磁場発生コイル、208…高周波電源、209…傾斜磁場電源、210…傾斜磁場電源、211…傾斜磁場電源、212…シンセサイザ、213…変調回路、214…増幅器、215…受信器、216…シーケンサ、217…記憶装置、218…計算機、219…表示装置、

発明を実施するための最良の形態

- [0012] 以下、添付図面に従って本発明に係る画像データ収集装置の好ましい実施の形態について詳説する。

[0013] [第一実施形態]

図1は、本発明の実施の形態による画像データ収集装置の概略構成図である。図1に示すように、この画像データ収集装置10は、主に、被検者1から画像作成用データを収集するスキャナ20と、スキャナ20によって収集されたデータの演算処理や画像データ収集装置10全体の制御を行うコントローラ50とから構成される。

[0014] スキャナ20は、被検者1から画像作成用データを収集する装置であればどのような装置でも良く、X線、赤外線、超音波、核磁気共鳴、陽電子放出、放射性同位元素からの放射線放出などを利用する装置が一般に用いられるが、以下ではX線CT装置を例として説明する。

[0015] スキャナ20は、主として、X線を発生させるX線発生装置22と、被検者1が載置される被検者テーブル24と、被検者テーブル24を被検者1の体軸（以下、単に「体軸」と呼ぶ）方向に移動させる被検者テーブル移動装置26と、被検者1を透過したX線を検出するX線検出器28と、X線発生装置22とX線検出器28を含むスキャナ本体30を体軸を中心にして連続回転させるスキャナ回転装置32と、被検者1の体表に接する心電電極34を介して被検者1の心電データを取得する心電データ取得装置36と、を有する。

[0016] コントローラ50は、主に、画像データ収集装置10全体を制御するCPU52と、スキャナ20を制御するスキャナ制御部54と、X線検出器28によって得られた画像データを処理する画像データ処理部56と、心電データ取得装置36によって得られた心電データを処理する心電データ処理部58と、各種データを保存するデータ記録装置60と、各種画像を表示する表示装置62と、キーボード、マウスやトラックボールなどのポインティングデバイス、タッチパネルなどの入力手段を含む操作部64と、画像データ収集装置10内の各部のデータ送受信を仲介するバス66と、を有する。データ記録装置60は、コントローラ50に内蔵又は外付けされたメモリ、磁気ディスク等の記憶装置や、取り出し可能な外部メディアに対してデータの書き込み及び読み出しを行う装置や、外部記憶装置とネットワークを介してデータを送受信する装置などでも良い。また、データ記録装置60は、CPU52に画像データ収集装置10を制御させるためのプログラムを格納している。

- [0017] 図2は、本実施の形態の画像データ収集装置10により行う一連の心臓領域撮影検査の流れを示すフローチャートである。まず、被検者1が被検者テーブル24に載置されて撮影検査が開始され(S200)、被検者1の心電データを得るために被検者1の体表に心電電極34が取り付けられる(S202)。
- [0018] 呼吸モーションアーチファクトを防ぐために画像データ収集中は被検者1が息を止めていることが必要なので、画像データ収集に先立って被検者1に息止めの練習をさせる。被検者1ができるだけ長く安定して息止めを行えるように、予め被検者1に酸素濃度の高い空気を吸わせておく为好ましいが(S204)、このステップは場合により省略しても良い。次に、被検者1に息を止めさせ(S206)、その間に心電データ取得装置36が心電電極34を介して被検者1の心電波形や心拍数などを含む心電データを取得する(S208)。取得された心電データは、心電データ処理部58により処理され、データ記録装置60に記録される。
- [0019] 息止め練習が終了したら(S210)、被検者1の投影画像を撮影する(S212)。そして、S208で得られた息止め練習時の心電データやS212で得られた投影画像に基づいて、息止め開始時刻から画像データ収集の開始時刻までの経過時間(ディレイタイムと呼ばれる)、画像データ収集開始位置、画像データ収集終了位置、スキャン速度、被検者テーブル送り量などの画像データ収集条件を設定する(S214)。この設定は、CPU52が所定のプログラムにしたがって自動的に行っても良いし、表示装置62及び操作部64をインターフェースとして操作者に行わせても良い。
- [0020] 画像データ収集中に被検者1に息止めを行わせる準備として、被検者1に酸素濃度の高い空気を吸わせると好ましいが(S216)、このステップはS204と同様に行うことが好ましく、S204が省略された場合にはS216も省略することが好ましい。次に、被検者1に息を止めさせ(S218)、CPU52がスキャナ制御部54を介してスキャナ20を制御して、S214で設定した画像データ収集条件にしたがって画像データ収集を開始し(S220)、被検者1の画像データを収集すると共に心電データを取得して記録装置60に記録する。画像データ収集が終了したら(S222)被検者1に息止めを終了させる(S224)。
- [0021] 画像データ収集を何回かに分けて実行するという設定がS216でなされる場合があ

るので、CPU52は撮影検査を終了するかどうか判断する(S226)。撮影検査を終了しないで画像データ収集を繰り返す場合には、S216へ戻る前に、被検者1に休憩を取らせて心拍数などの体調を安静時の状態に戻させることが好ましい(S228)。

[0022] S226で撮影検査を終了する判断がなされたら、画像データ処理部56及び心電データ処理部58は、得られた画像データ及び心電データに基づいて画像を再構成して(S230)データ記録装置60に記録し、一連の検査を終了する(S232)。

[0023] 以下、図2のいくつかのステップについて詳述する。

[0024] まず、息止め練習時の心電データ取得(S208)について説明する。S208により、例えば図3に示すような、被検者1の心拍数の息止め練習開始(S206)からの経時変化を示すデータが得られる。図3の例では、息止め練習開始時刻の心拍数が約64(回/分)で、息止め時間が経過すると心拍数が上昇し、息止め練習開始から30秒後に心拍数が約89になっている。息止めによって心拍数が変動する傾向は個体差が大きく、心拍数が息止め経過時間に対して単調上昇するとは限らず下降したり上下したりすることもある。心電データ処理部58は、例えば、息止め練習開始から30秒後までの心拍数の経時変化のデータから、息止め経過時間が30秒から40秒までの心拍数の経時変化を直線近似法などの手法により予測する機能を備えていても良い。また、S204からS210までのステップを何回か繰り返して、得られた心拍数の経時変化のデータの平均を取ることににより、心拍数の息止め経過時間に対する変動の傾向をより正確に把握するようにしても良い。

[0025] 次に、息止め練習時の心電データに基づく画像データ収集条件の設定(S214)について説明する。図4に、心電同期撮影で得られる画像の時間分解能が、画像データ収集条件と心拍数との関係によりどのように変化するかを例示する。図4は、マルチスライスCTを用いて二種類のスキャンタイムを組み合わせたセグメント再構成法により心電同期撮影を行うときの、心拍数と画像の時間分解能との関係を示すグラフである。なお、本実施の形態では4セグメントからなるセグメント再構成法を用いたが、セグメント数は4セグメントに限定されず、4セグメント以外でも可能である。図中Aで示す範囲に心拍数があるときはスキャンタイムAで画像再構成を行い、図中Bで示す範囲に心拍数があるときはスキャンタイムBで画像再構成を行う。スキャンタイムは二種類

に限らず、一種類又は三種類以上のスキャンタイムを用意しても良い。

- [0026] 上記「セグメント再構成法」としては、例えば雑誌「画像診断」(第21巻 2001年第12号 第1307乃至1317ページ)に掲載の論文「心臓・冠動脈におけるCT最前線」(木村文子他6名著)において開示された技術を適用することができる。この技術は、ガントリー1回転時間GC(本実施形態のスキャンタイムに相当する)と1心周期HCとの差に基づいて下記の数1式によりtemporal window(本実施形態の時間分解能に相当する)を求める。

[数1]

$$\text{temporal window} = |GC - HC|$$

例えば心拍数が64($HC = 60/64$)であれば、スキャンタイムB(0.8秒)がスキャンタイムA(1.0秒)より適していて、スキャンタイムB(0.8)でセグメント再構成した結果得られる画像の時間分解能は上記数1式を適用すると $|0.8 - 60/64| = 0.138$ (秒)、約140msである。このときのセグメント数は、ハーフ再構成の場合 $180^\circ + \text{ファン角} 60^\circ = 240^\circ$ のデータが必要であるため、数2式により求まる。

[数2]

$$\text{セグメント数} = 240 / 360GC \div \text{temporal window}$$

上記数値例を数2式に適用すると、

[数3]

$$(240 / 360) \times 0.8 \div 0.138 = 3.9$$

となり、時間分解能138msで4セグメント再構成が可能となる。

- [0027] 心拍数が64よりもわずかでも多いと時間分解能は悪化(数値は上昇)し、心拍数が68であればスキャンタイムBで得られる画像の時間分解能は約270msである。心拍数が68より多い場合には、スキャンタイムBで得られる画像の時間分解能は更に悪く、スキャンタイムAで画像再構成を行って得られる画像の方が時間分解能が良い。更に、心拍数が83より多い場合にはスキャンタイムBの方が適している。このように、心拍数によって画像の時間分解能は大きく異なる。

- [0028] ここで、心拍数の息止め練習開始からの経時変化が図3に示される被検者1について、心拍数と画像の時間分解能との関係が図4に示されるセグメント再構成によって

心電同期撮影を行うことを考える。画像データ収集を実行する際、例えば、息止め経過時間が0秒即ち息止め開始時刻には心拍数は約64であり、息止め経過時間が10秒のとき心拍数は約74であることが、図3から予測される。そして、心拍数が約64のとき画像の時間分解能は約140msであり、心拍数が約74のとき画像の時間分解能は約185msであることが、図4から分かる。このように、息止め練習時に得られた心拍数の経時変化のデータに基づいて、画像データ収集を実行する際の息止め経過時間と、心拍数及び画像の時間分解能との関係を予測することができる。これらの関係をまとめると、図5に示すような、画像の時間分解能の息止め経過時間に対する予測変動を表す時間分解能グラフが得られる。なお、図5において心拍数の表示は省略しても良い。

[0029] 図5に明らかなように、画像の時間分解能は、息止め経過時間により大きく変動する。連続して得られた画像の時間分解能が大きく異なると画像の解析に不具合があることがあるので、図5の例では、時間分解能が良好で安定して推移すると予測される息止め経過時間が8.5秒から19.0秒(心拍数が74から80)の範囲を、画像データ収集に推奨する息止め経過時間の範囲(以下、推奨範囲と呼ぶ)とする。即ち、息止め開始から8.5秒後に画像データ収集を開始して息止め開始から19.0秒後までに画像データ収集を終了するように、画像データ収集条件を設定すると好ましい。そこで、本実施の形態では、図5に示す時間分解能グラフ及び推奨範囲を示す推奨範囲マーカRを表示装置62に表示させる。これにより、操作者は推奨範囲を参考にして画像データ収集条件を適切に設定することができる。

[0030] 推奨範囲は、CPU52が所定のプログラムにしたがって自動的に設定しても良いし、時間分解能の範囲や息止め経過時間の範囲を操作者に設定させてそれに応じて算出しても良い。推奨範囲の表示は、図5の例に限らず、例えば推奨範囲のプロットの色、濃さ、形、大きさなどや、推奨範囲のプロットを結ぶ線の色、濃さ、太さなどを他と違って表示することによっても良い。また、推奨範囲の設定及び表示は行わずに、時間分解能グラフのみを表示装置62に表示させても、操作者は時間分解能グラフを参考にして画像データ収集条件を適切に設定することができる。息止め経過時間は被検者1の負担を考慮すると短い方が好ましいが、場合によっては図5の例において

息止め経過時間が22秒から30秒の範囲を推奨範囲としても良い。

- [0031] 画像データ収集を推奨範囲だけで行うこととすると、一回の画像データ収集で得られるデータ量は限定されるので、S226及びS228で説明したように画像データ収集を何回か繰り返す必要が生じて撮影検査全体の時間が増すことも有り得るが、時間分解能が良好な画像を計画的に安定して得ることができるので、被検者1の被曝量は減らすことができる。
- [0032] 被検者テーブル24とスキャナ本体30とを体軸方向に相対移動しながら被検者1の複数部位について画像データ収集を行うとき、各部位が画像データ収集の対象となる時刻の画像データ収集開始時刻からの経過時間は、各部位の画像データ収集開始位置からの距離に応じて異なる。即ち、各部位はそれぞれ異なる息止め経過時間において画像データ収集の対象となるので、各部位について得られる画像の時間分解能はそれぞれ異なる。そこで、本実施の形態では、被検者1のある部位から得られる画像がどの程度の時間分解能を持つと予測されるかを、次のように分かりやすく表示する。
- [0033] 図6は、表示装置62の画面上に、S212で得られた被検者1の投影画像Pと時間分解能グラフGとを重畳表示した例である。時間分解能グラフGは、上述のように予測される時間分解能の経時変化を、時間軸及び時間分解能軸で規定される座標系上に表したものである。開始マーカSは、時間分解能グラフG上では画像データ収集開始予定時刻を示していて、投影画像P上では画像データ収集開始予定位置を示している。即ち、開始マーカSの時間分解能グラフGの時間軸上における座標に相当する時刻に画像データ収集が開始され、その時刻に開始マーカSの投影画像P上における位置に相当する被検者1の部位が画像データ収集の対象となる予定である。同様に、終了マーカEは、時間分解能グラフG上では画像データ収集終了予定時刻を示し、投影画像Pにおける画像データ収集位置では画像データ収集終了予定位置を示している。これにより、被検者1の画像データ収集対象部位と息止め経過時間との関係を表示することができる。このように、表示装置62の画面上で、投影画像Pと時間分解能グラフGの時間軸の原点の位置並びに時間軸の方向及び尺度とを相対的に調整して、投影画像Pにおける画像データ収集位置と時間分解能グラフGとを関

連付けて表示すると、被検者1のある部位から得られる画像がどの程度の時間分解能を持つと予測されるかを、視覚的に分かりやすく表示することができる。

また、図6に示すように、息止め開始から画像データ収集の開始時刻までの経過時間(息止め後ECG撮影ディレイ)、画像データ収集開始位置(ECG撮影開始位置)及び画像データ収集終了位置(ECG撮影終了位置)を、時間分解能グラフG、開始マーカS及び終了マーカEの位置に合わせて数値表示Nによって表示すると好ましい。

- [0034] 操作者は、操作部64を操作して、表示装置62の画面上に表示された開始マーカSや終了マーカEをドラッグする。これにより、開始マーカSや終了マーカEを投影画像P及び時間分解能グラフGに対して移動させることができ、この移動に伴って数値表示Nが変更される。また操作者は、操作部64操作して、数値表示Nを直接変更することもできる。この変更に伴って開始マーカSや終了マーカEは投影画像P及び時間分解能グラフGに対して移動して表示される。
- [0035] または、投影画像上Pに開始マーカSや終了マーカEの位置を入力したり、数値表示Nの「ECG撮影開始位置」及び「ECG撮影終了位置」に数値を入力したりして画像データ収集範囲を指定してもよい。
- [0036] 図6の例では、時間分解能が最良であると予測される息止め経過時間が8.5秒の時刻には、心臓上端付近から画像データが収集される予定であり、これは開始マーカSや終了マーカEが移動されても変わらない。例えば冠動脈のステント術を施行した部位のように特に画像収集範囲がある場合には、その画像収集範囲について得られる画像の時間分解能が特に良好であることが望ましい。そこで、本実施の形態では、予測される時間分解能が好適範囲に入る画像データ収集好適時刻において画像収集範囲が画像データ収集の対象となるように、画像データ収集条件を設定できるようにする。
- [0037] 図7において、画像収集範囲マーカIは、時間分解能グラフG上では画像データ収集好適時刻を示していて、投影画像P上では画像収集範囲を示している。即ち、画像収集範囲マーカIの時間分解能グラフGの時間軸上における座標に相当する時刻に、画像収集範囲マーカIの投影画像P上における位置に相当する被検者1の部位

が画像データ収集の対象となる予定であり、そこから得られる画像の時間分解能が好適となると予測される。なお、図6に示すように、時間分解能グラフG上の点のうち最良の時間分解能を示す点を画像収集範囲マーカとして利用して、画像収集範囲マーカを特に表示しなくても良い。

[0038] 操作者は、操作部64を用いて表示装置62の画面上に表示される時間分解能グラフGをドラッグすることにより、時間分解能グラフG及び画像収集範囲マーカIを投影画像Pに対して移動させることができる。操作者が画像収集範囲を投影画像P上で操作部64を介してポイントするなどして設定するだけで、それに応じて時間分解能グラフG及び画像収集範囲マーカIを投影画像Pに対して移動させても良い。また操作者は、操作部64を操作して、画像収集範囲位置を示す数値表示Nを直接変更することもできる。この変更に伴って時間分解能グラフG及び画像収集範囲マーカIは投影画像Pに対して移動して表示される。画像データ収集開始マーカS及び画像データ収集終了マーカEは、時間分解能グラフG及び画像収集範囲マーカIの移動に伴って移動するが、図6で説明したようにそれらを選択して移動させることもできる。

[0039] 図7の例では、図6に示す状態から、投影画像Pの表示装置62の画面上での位置を変えずに時間分解能グラフG及び画像収集範囲マーカIを移動しているが、時間分解能グラフG及び画像収集範囲マーカIの表示装置62の画面上での位置を変えずに投影画像Pを移動しても良い。この場合、時間分解能グラフG及び画像収集範囲マーカIは表示装置62の画面上例えば中央に固定して表示され、操作者が投影画像Pのドラッグやスクロール、画像収集範囲のポイント、数値表示Nの変更などをすると、投影画像Pが時間分解能グラフG及び画像収集範囲マーカIに対して移動して表示される。

[0040] 図7の例では画像収集範囲マーカとして直線Iを表示しているが、それに限らず、例えば時間分解能が所定の好適範囲に入ると予測される部位を投影画像P上において長方形で表示したり、その部位とそれ以外とを明るさや色を違えて表示したりすることによっても画像収集範囲マーカを表示することができる。また、図7の例では画像収集範囲マーカIと時間分解能グラフGとを表示しているが、時間分解能グラフGの表示を省略して画像収集範囲マーカのみを投影画像P上に表示しても、画像データ収

集好適時刻において画像収集範囲が画像データ収集の対象になるようにしたいという操作者の意図は達成できる。

[0041] 図6及び7の時間分解能グラフGの例では、息止め開始時刻を時間軸の原点とし息止め経過時間を時間軸座標として用いているが、画像データ収集開始時刻を時間軸の原点とし画像データ収集経過時間を時間軸座標として用いても良い。時間分解能軸の原点の位置並びに時間分解能軸の方向及び尺度は、時間分解能の予測経過時変化が読み取りやすいように適宜調整して良い。例えば図5、6及び7では時間分解能を時間分解能軸座標として用いているので、時間分解能軸方向に数値が増えるほど時間分解能が悪いことになる。これに対し、例えば時間分解能の逆数を時間分解能軸座標として用いれば、時間分解能軸方向に数値が増えるほど時間分解能が良いことになる。

[0042] 画像データ収集を実行する際は(S220)、以上のように画像データ収集開始マーカSが示す画像データ収集開始時刻及び画像データ収集開始位置並びに画像データ収集終了マーカEが示す画像データ収集終了時刻及び画像データ収集終了位置の設定にしたがって画像データ収集を行うように、CPU52がスキャナ制御部54を介してスキャナ20を制御する。まず、画像データ収集開始時刻に被検者1の画像データ収集開始位置が画像データ収集の対象となるように、被検者テーブル24の位置を調整する。例えば、息止め開始(S218)の前に被検者1の画像データ収集開始位置とスキャナ本体30の画像データ収集位置とを一致させておき、息止め開始の後、画像データ収集開始時刻に画像データ収集を開始すると共に被検者テーブル24の移動を開始しても良い。また、例えば図6又は7において時間分解能グラフG上で息止め開始時刻を示す点が投影画像P上で示す被検者1の部位とスキャナ本体30の画像データ収集位置とを息止め開始の前に一致させておき、息止め開始時刻に被検者テーブル24の移動を開始することによっても、画像データ収集開始時刻において被検者1の画像データ収集開始位置とスキャナ本体30の画像データ収集位置とが一致する。

[0043] 画像データ収集中は、図6又は7において示した息止め経過時間と画像データ収集対象部位との関係を保つ速度で被検者テーブル24を移動する。これにより、画像

データ収集好適時刻において被検者1の画像収集範囲がスキャナ本体30の画像データ収集位置と一致して画像データ収集の対象となり、画像データ収集終了時刻において被検者1の画像データ収集終了部位がスキャナ本体30の画像データ収集位置と一致する。以上で画像データ収集を終了する(S222)。

[0044] 以上の実施の形態では、画像データ収集中に被検者1とスキャナ本体30とを相対移動させているが、被検者1とスキャナ本体30とを相対移動させないノンヘリカルスキャンによって画像データ収集を行っても良い。その場合、画像データ収集開始マーカS及び画像データ収集終了マーカEは不要であり、息止め開始の前に、画像収集範囲マーカが示す被検者1の部位とスキャナ本体30の画像データ収集位置とを一致させておき、息止め開始の後、画像収集範囲マーカが示す息止め経過時刻に画像データ収集を行う。

[0045] 被検者1の画像データ収集の対象となる部位を変更するためにスキャナ本体30の画像データ収集位置を移動する方法は、被検者テーブル24を移動することに限らず、被検者テーブル24は固定してスキャナ本体30を移動したりスキャナ本体30の画像データ収集位置を移動したりすることによっても良い。

[0046] 以上の実施の形態では、被検者1が息止めを行うときの心拍数変動を解析対象としているが、例えば被検者1に薬剤を投与したり刺激を与えたりしたときの心拍数変動を記録して、画像データ収集を実行する際に同薬剤を投与したり同刺激を与えたりするときの心拍数変動及び得られる画像の時間分解能を予測しても良い。

[0047] [第二実施形態]

図8は第二実施形態に係るX線CT装置の概略構成を示す図である。図中、101はX線管、102スキャナガントリ、103は被検者テーブル、104はX線検出器、105は表示装置、106は心電計、107は画像処理装置、108は回転円盤、109はコリメータ、110は回転駆動装置、111は測定制御装置、112はコンピュータ、113は入力装置、114は撮影情報伝達装置をそれぞれ示す。

[0048] スキャナガントリ102はX線照射および検出を行う。

[0049] 画像処理装置107はスキャナガントリ102で検出された計測データから撮影データを作成し、その撮影データをCT画像信号に変換処理する。

- [0050] 表示装置105には、CT画像を表示出力する。
- [0051] スキャナガントリ102には、回転円盤108、回転円盤108に搭載されたX線管101、X線管101に取り付けられたX線束の方向を制御するコリメータ109、回転円盤108に搭載されたX線検出器104が含まれている。回転円盤108は回転駆動装置110によって回転し、回転駆動装置110は測定制御装置111によって制御される。
- [0052] また、X線管101から発生するX線の強度は測定制御装置111によって制御される。
- [0053] 測定制御装置111は、これら回転円盤108の回転、X線照射やX線検出を制御しており、コンピュータ112によって操作される。
- [0054] 106は、被検者における周期的運動を認識する周期運動認識手段である。
- [0055] 以下周期運動認識手段106は心電計である場合について説明する。
- [0056] 制御装置としてのコンピュータ112が撮影中の心拍数の変動が過剰である時の撮影を防ぐ。これによって、最適な時間分解能の心臓画像が作成される。
- [0057] 本実施形態を図面に基づいて説明する。
- [0058] コンピュータ112には、撮影手順設定手段112a、模擬撮影手段112b、心拍数変動提示手段112c、心拍数変動要因提示手段112d、心拍数情報登録手段112e、および心拍数情報提示手段112fが含まれる。
- [0059] 撮影手順設定手段112aは心臓撮影の撮影手順を設定する。
- [0060] 模擬撮影手段112bは撮影手順設定手段112aで設定された心臓撮影手順に従い、模擬撮影(模擬訓練)を実施する。
- [0061] 心拍数変動提示手段112cは心臓撮影、あるいは模擬撮影中の心拍数変動を表示装置115経由で操作者に提示する。
- [0062] 心拍数変動要因提示手段112dは心臓撮影あるいは模擬撮影中に心拍数変動の原因となる情報を撮影情報伝達装置114により被検者に提示する。
- [0063] 心拍数情報登録手段112eは、心臓撮影中に判明した心拍数の変動傾向を記憶装置115に登録する。
- [0064] 心拍数情報提示手段112fは、記憶装置115に登録された心拍数情報から心臓撮影対象となる被検者の心拍数変動傾向を検索し、表示装置105を通して操作者に

提示する。ここで、心拍数の変動要因について説明する。

[0065] 撮影中の心拍数変動要因として以下のような項目が挙げられる。

(1) 撮影中の息止め

息止めは呼吸に起因するモーションアーチファクトを防ぐために行われる。しかし息止めが継続すると心拍数は上昇し、心拍数変動の要因となる。

[0066] (2) 寝台移動による振動やスキャナの回転音などCT装置の動作に起因するものである。これらの動作は被検者の緊張を引き起こし、心拍数変動の要因となる。

[0067] (3) 造影剤の注入などこれは、撮影手法に起因するものである。造影剤の注入は被検者の身体に違和感を引き起こし、心拍数変動の要因となる。

[0068] 本実施形態では、上記の心拍数変動要因を取り除く方法として以下のように、本撮影の前にX線を曝射することなく、本撮影と同様の手順の模擬撮影を行う。

[0069] (A) この模擬撮影によって、被検者は息止めの練習を行うことが可能となり、息止めを原因とする心拍数変動を防ぐことが可能となる。

(B) 撮影に伴うスキャナ回転音や寝台の振動などを、本撮影前に実際に被検者に体験させることによって撮影に対する緊張を和らげさせる。また、CT装置の動作に起因する被検者の心拍数変動を防ぐことができる。

[0070] (C) 心拍数変動要因を取り除く別の手段としては、撮影中に想定される心拍数変動要因を予め被検者に対して提示する。スキャナの回転開始、寝台の移動開始、造影剤の注入開始など心拍数変動の要因となる作業を行う前に音声やモニターを介して予め被検者に提示することで、被検者の撮影に対する緊張を和らげることができ、CT装置の動作に起因する心拍数変動を防ぐことができる。

[0071] (D) またこの模擬撮影はX線を曝射しないことを除けば実際の心臓撮影と同じ手順で実施されることから、模擬撮影中の被検者の心拍数変動を観察することによって心臓撮影時の被検者の心拍数変動を予測することが可能となる。

[0072] 図9は上述したX線CT装置を用いて、心拍数の変動を防ぐことにより最適な時間分解能の心臓画像を作成するまでの工程を示すフローチャートである。

[0073] 以下では図9の処理ステップについて説明する。

[0074] ステップS900で心臓画像の作成処理を開始する。

- [0075] ステップS902では、心電計6を用い撮影対象となる被検者の心拍数を計測する。
- [0076] ステップS904では、ステップS902で計測した心拍数を元に、撮影手順設定手段112aが回転円盤108の回転速度、被検者テーブル203の移動速度、撮影範囲、管電流、管電圧など心臓撮影に必要な撮影条件及び造影剤注入の有無などの撮影手順を決定する。
- [0077] 撮影条件及び撮影手順は入力装置113を用いて操作者による修正が可能である。
- [0078] ステップS906では、X線管101の出力をOFFにし、X線が曝射されないようにする。
- [0079] ステップS908では、模擬撮影手段112bはステップS904において決定した撮影条件に従い、模擬撮影を実施する。模擬撮影の手順は実際の心臓撮影の手順と同様であるが、X線の曝射が無い点でのみ異なる。
- [0080] ここで心拍数変動要因提示手段112dは、撮影情報伝達装置114を通じて被検者に対し心拍数変動要因を提示する。
- [0081] 図10は、撮影情報伝達装置114に表示される心拍数変動要因の一例を示したものである。
- まず、画面の上部には、現在の撮影練習中、つまり模擬撮影であることが明示される。
- [0082] 画面中央の表が被検者に提示する心拍数変動要因を示している。
- [0083] この部分は、「撮影準備」、「造影」、「撮影」等、撮影ステップごとに分けて表示される。
- [0084] また、実行中の撮影ステップが分かるように、実行中のステップは、色付け、点滅、網掛けなどにより明示化される。図10では、「撮影準備」のステップに網掛け表示を行い、この「撮影準備」が実施中の撮影ステップであることを示す。
- [0085] また、心拍数変動要因は撮影情報伝達装置114に装備された音響設備により音声によって被検者に伝達しても良い。
- [0086] ステップS910では、心拍数変動提示手段112cは、模擬撮影実施中に心電計106によって計測された心拍数変動を表示装置105経由で操作者に提示する。
- [0087] 図11は表示装置105に表示される心拍数変動の一例を示したものである。

- [0088] 横軸に撮影開始からの経過時間を、縦軸に被検者の心拍数を取っている。
- [0089] 図中の実線は心拍数変動を表しており、「寝台移動」「ガントリー回転」「息止め」等の心拍数変動要因の発生時刻が明示されている。
- [0090] 図中の破線が、所望の時間分解能を実現可能な心拍数領域を示している。
- [0091] この心拍数領域は操作者が予め設定しておくことができる。
- [0092] 前述の通り、心電同期再構成の場合、撮影中の被検者の心拍数とスキャンタイムとスキャンスピードとの組み合わせによって決まる時間分解能は、心拍数の変動に伴い変化する。
- [0093] 心拍数変動提示手段112cは入力装置113によって入力した、操作者が所望の時間分解能と、ステップS904で決定されたスキャンタイムを元に、所望の時間分解能が実現可能な心拍数範囲を算出し表示装置105に表示する。
- [0094] あるいは、所望の時間分解能を実現するためのこの周期運動としての心拍数の変動幅とスキャンタイムないしスキャンスピードである上記テーブル送り速度との組み合わせを算出して表示してもよい。この場合、算出はたとえば心拍数情報提示手段112fで行われる。
- [0095] ステップS912では、操作者がステップS910で提示された心拍数変動を元に期待した時間分解能が得られると判断した場合は、次のステップに進む。
- [0096] 得られないと判断した場合は、ステップS904に戻りステップS904〜S908のステップを繰り返し実行する。
- [0097] 以上の手順によって模擬撮影の手順は完了する。
- [0098] ステップS914では、X線管1の出力をONにし、X線の曝射が可能な状態にする。
- [0099] ステップS916では、ステップS904で決定した撮影条件に従い本撮影を実施する。
- [0100] ここで、心拍数変動要因提示手段112dは、ステップS908と同様に撮影情報伝達装置114を通じ、被検者に対して心拍数変動要因を提示する。
- [0101] ステップS918では、心拍数情報登録手段112eは、ステップS916で心電計116によって計測された心拍数を元に被検者の心拍数情報を記憶装置115に登録する。
- [0102] 図12は記憶装置115に登録される心拍数情報の一例を示している。心拍数情報

は被検者IDや被検者名と対応して登録され、心拍数情報項目としては、息止めによる心拍数の上昇や下降、造影による心拍数の上昇や下降などが挙げられる。また、具体的な心拍数変動として、模擬撮影時の心拍数の時系列変化をグラフとして登録してもよい。その場合、息止め開始時刻や造影開始時刻などの心拍数変動要因開始時刻を登録してもよい。図12では息止め開始時刻が「Brth」、造影開始時刻が「Cnt」で表現されている。また、被検者の心臓撮影回数が複数に及ぶ場合は、撮影回数分の心拍数情報を登録してもよい。また、心拍数情報として被検者の息止め可能時間が登録されても良い。

- [0103] ステップS920では、画像処理装置117は心電計116とX線検出器203から取得された撮影データから心臓の断層像を画像再構成する。心電情報を用いた画像再構成は、たとえばマルチスライスX線CT装置において、レトロスペクティブECGゲート撮影を螺旋スキャンにも適用し、その時に発生する投影データの不連続を、例えば180度対向関係の心拍時相のデータなどを用いて補間してモーションアーチファクトを低減し、また、これにより得られる連続性の分割投影データを利用し、任意のスライス位置及び心時相の投影データを形成し、適宜組み合わせ、あるいは、合成することにより行なうことができる。
- [0104] ステップS918で心拍数情報登録手段112eによって登録された心拍数情報は、同一被検者の次回撮影時に利用される。
- [0105] 次回の撮影が図9に示されるフローに従うならば、ステップS904において心拍数情報提示手段112fは表示装置105に対し、撮影対象被検者の心拍数情報を提示する。
- [0106] 図13は提示される心拍数情報の一例を示したものである。提示する心拍数情報項目としては、撮影前までの心拍数変動傾向から算出された、息止めにより心拍数が上昇・安定・下降した回数、及び息止めによる心拍数変動量の平均値、造影剤投与により心拍数が上昇・安定・下降した回数、及び造影剤投与による心拍数変動量の平均値、また息止め可能時間の平均値などがある。
- [0107] ステップS904の撮影条件の設定時に過去の撮影における心拍数情報を操作者に対して提示することで、操作者は効率良く最適な時間分解能が得られる撮影条件を

設定することが可能となる。また、被検者の息止め可能時間が判明することによる撮影範囲の決定が容易となる。

[0108] [第三実施形態]

図14は、第三実施形態に係るMRI装置の全体概要を示す図である。このMRI装置は、患者などの被検者202が置かれる空間に均一な静磁場を発生するための磁石201と、この空間に被検者102を搬入するためのベッド203と、被検者に高周波磁場を照射し、被検者から発生する核磁気共鳴信号(エコー信号)を検出するRFコイル204と、静磁場にx方向、y方向及びz方向の磁場勾配を発生させるための傾斜磁場発生コイル205、206、207と、これらの動作を制御する制御系とを備えている。なお、ここでは被検者の体軸方向(水平方向)に静磁場を発生する磁石を採用した水平磁場方式MRI装置を示したが、体軸方向と直交する方向に静磁場を発生する垂直磁場方式のMRI装置であってもよい。またRFコイル204は、高周波磁場の照射とエコー信号の検出を兼ねたものを示したが、これらは別個に備えられていてもよい。

[0109] RFコイル204は、図示するような両用タイプの場合、図示しない切り替え回路を介して高周波磁場送信部と高周波磁場受信部とに接続されている。高周波磁場送信部は、主として、所定の周波数の高周波信号を発生するシンセサイザ212と、シンセサイザ212が発生する高周波信号を所定のエンベロープの信号に変調する変調回路213と、RFコイル204に電源を供給する高周波電源208とから構成される。また高周波磁場受信部は、増幅器214及び直交位相検波回路、A/D変換器などを含む受信器215から構成される。3方向の傾斜磁場発生コイル205、206、207はそれぞれ電源209、210、211に接続されている。これら傾斜磁場電源209、210、211、高周波磁場送信部及び高周波磁場受信部の動作は、パルスシーケンスと呼ばれるタイミングチャートに従い制御系で制御される。制御系は、計測されたエコー信号に対し補正計算、フーリエ変換など種々の計算を行うとともに装置全体の制御を行う計算機218と、計算結果である画像やスペクトル等及びユーザーからの入力を行うためのGUI等を表示する表示装置219と、計算機218の計算に必要なデータや計算後のデータを記憶する記憶装置217と、計算機218の指令に基づきあらかじめ選択されたパルスシーケンスに従い、傾斜磁場電源209、210、211、高周波磁場送信部

及び高周波磁場受信部を制御するシーケンサ216とを備えている。また計算機218は、図示しない入力装置を備えており、被検者の登録、呼び出し、撮影法に応じたパルスシーケンスの選択、撮影パラメータの入力等を行うことができる。

[0110] 本実施の形態に係るMRI装置では、周期運動データ記録手段として、体動情報を反映した信号すなわち体動ナビゲートエコーを用いる。具体的には、画像再構成用信号の取得に先立って、体動ナビゲート信号を取得し、この体動ナビゲート信号が有する位置情報(位相情報)から、続いて取得された画像再構成用信号の体動成分を除去する補正を行う。図15に、このような体動ナビゲートシーケンスの例を示す。図15(a)に示す体動ナビゲートシーケンスでは、まず画像化しようとするスライスを選択励起した後、位相エンコードを付与せずに一方向の傾斜磁場(ここでは読み出し傾斜磁場 G_x)を印加してナビゲート信号を計測し、ついで位相エンコードを付与しながら画像再構成用信号を取得する。このシーケンスではX方向の体動補正を行うことができる。また図15(b)に示す体動ナビゲートシーケンスでは、体動ナビゲートエコー検出のためのRF励起パルス及びスライス選択と、画像再構成用信号検出のためのRF励起パルス及びスライス選択を別途行うとともに、2方向の傾斜磁場(ここでは読み出し方向傾斜磁場 G_x 及び位相エンコード方向傾斜磁場 G_y)を用いて、2方向の移動量を検出している。これによりスライス面内の体動補正を行うことができる。

[0111] 第三実施形態では、被検者のMRI本撮影に先立ち、体動ナビゲートエコー信号を得るための模擬MRI撮影が行なわれる。そして、模擬撮影で得られた体動ナビゲートエコー信号に基づいて時間分解能を予測し、画像収集を行なうのに適した時刻に画像収集範囲(画像を得たい部位)の画像データの収集を行なう。

[0112] 上記第一実施形態乃至第三実施形態にかかるX線CT装置又はMRI装置などの画像データ収集装置を用いて造影剤の注入前後にわたる被検者の画像を撮影し、造影剤の注入前後に得られる一組の画像を差分して、差分画像を生成しても良い。その場合には、造影剤を注入した被検者に模擬訓練を実行し、模擬訓練時に取得した周期運動データ(心拍数)に基づいて時間分解能を予測してもよい。これにより、造影剤が被検者の周期運動に及ぼす影響を考慮して、画像データの収集制御を行うことができる。

産業上の利用可能性

- [0113] 医用画像撮影装置により周期的運動を行なう被検者の部位を撮影する際に、本撮影に先立ち周期運動データを求め、その周期運動データに基づいて感心部位の撮影時刻を決定することにより、モーションアーチファクトを低減した医用画像を得ることができる。

請求の範囲

- [1] 被検者の周期的運動する部位を含む画像データ収集範囲から複数の画像データを収集する画像データ収集制御方法であって、
- 前記周期的運動の経時変化を示す周期運動データを取得する周期運動データ取得工程と、
- 前記画像データ収集範囲の画像データの時間分解能を所望の範囲内にするための該画像データの収集条件を設定する画像データ収集条件設定工程と、
- 前記画像データ収集条件に基づいて、前記画像データ収集範囲の画像データの時間分解能が前記所望の範囲内に入る時間内に、該画像データ収集範囲の少なくとも一部とその画像データの収集位置とが互いに重なるように相対移動させる画像データ収集位置制御工程と、
- 前記画像データ収集位置で前記画像データ収集範囲の少なくとも一部の画像データを収集する画像データ収集工程と、
- を含むことを特徴とする画像データ収集制御方法。
- [2] 請求項1記載の画像データ収集制御方法において、
- 前記画像データ収集条件設定工程は、前記被検者の投影画像を取得する投影画像取得工程と、
- 前記投影画像に基づいて前記画像データ収集範囲を指定する画像データ収集範囲指定工程と、
- を含むことを特徴とする画像データ収集制御方法。
- [3] 請求項2記載の画像データ収集制御方法において、
- 前記画像データ収集範囲指定工程では、前記投影画像において、前記画像データ収集の開始位置と終了位置とが指定されることによって、前記画像データ収集範囲が指定される、
- ことを特徴とする画像データ収集制御方法。
- [4] 請求項2記載の画像データ収集制御方法において、
- 前記画像データ収集条件設定工程は、前記画像データ収集範囲指定工程の前に、前記周期運動データに基づいて前記画像データの時間分解能の経時変化を予

測する時間分解能予測工程を含み、

前記画像データ収集範囲指定工程では、前記画像データの時間分解能の経時変化を示す時間分解能グラフと前記投影画像とが重畳表示される、

ことを特徴とする画像データ収集制御方法。

- [5] 請求項4記載の画像データ収集制御方法において、

前記画像データ収集範囲指定工程では、前記時間分解能グラフにおける前記所望の時間分解能範囲が、前記投影画像における前記画像データ収集範囲に対応づけられて重畳表示される、

ことを特徴とする画像データ収集制御方法。

- [6] 請求項4記載の画像データ収集制御方法において、

前記時間分解能グラフは、少なくとも該時間分解能グラフにおける前記画像データ収集の開始時刻に対応する開始点から終了時刻に対応する終了点迄が、それぞれ前記投影画像における該画像データ収集の開始位置から終了位置迄に対応づけられて重ね合わせられる、

ことを特徴とする画像データ収集制御方法。

- [7] 請求項4記載の画像データ収集制御方法において、

前記画像データ収集範囲指定工程では、前記時間分解能グラフの位置又はその一部の位置の内の少なくとも一方を指定又は変更する入力を受け付け、該入力に基づいて前記画像データ収集範囲と前記所望の時間分解能範囲の内の少なくとも一方が指定又は変更される、

ことを特徴とする画像データ収集制御方法。

- [8] 請求項4記載の画像データ収集制御方法において、

前記画像データ収集範囲指定工程では、前記時間分解能グラフの少なくとも一つの点の前記投影画像上での位置を表す数値が表示されるとともに、該数値を変更する入力を受け付け、該入力に基づいて該時間分解能グラフと該点の内の少なくとも一つと前記投影画像との相対位置が変更される、

ことを特徴とする画像データ収集制御方法。

- [9] 請求項1記載の画像データ収集制御方法において、

前記周期運動データ取得工程では、前記画像データ収集工程における画像データ生成のための工程を行わずに前記周期運動データが取得される、
ことを特徴とする画像データ収集制御方法。

- [10] 請求項4記載の画像データ収集制御方法において、
前記画像データ収集位置制御工程は、前記時間分解能グラフにおける経過時間と前記投影画像における前記画像データ収集範囲との位置関係を保つ様に、前記画像データ収集範囲と前記画像データ収集位置とを相対移動させ、

前記相対移動と前記画像データ収集工程が同時に行われる、
ことを特徴とする画像データ収集制御方法。

- [11] 請求項1記載の画像データ収集制御方法において、
前記画像データ収集条件設定工程は、前記画像データ収集範囲の画像データの時間分解能が所望の範囲内となる前記周期運動データの好適変動幅を求める工程と、

前記周期運動データの経時変化と前記好適変動幅を表示する工程と、
を含むことを特徴とする画像データ収集制御方法。

- [12] 請求項11記載の画像データ収集制御方法において、
前記画像データ収集条件設定工程は、前記好適変動幅と前記相対移動の速度との組み合わせを算出し、前記画像データ収集位置制御工程では、前記相対移動速度に基づいて、前記画像データ収集範囲とその画像データの収集位置とを相対移動させる、

ことを特徴とする画像データ収集制御方法。

- [13] 請求項11記載の画像データ収集制御方法において、
前記周期運動データ取得工程が、前記周期運動データの変動幅が所定値よりも小さくなるまで繰り返される、

ことを特徴とする画像データ収集制御方法。

- [14] 請求項1記載の画像データ収集制御方法において、
前記周期運動データ取得工程と前記画像データ収集工程の内の少なくとも一方において、前記周期的運動を変動させる要因の少なくとも一つを少なくとも前記被検

者に伝達することを特徴とする画像データ収集制御方法。

- [15] 請求項1記載の画像データ収集制御方法において、
前記周期的運動する部位が心臓であり、
前記周期運動データが、息止め可能時間又は平均息止め可能時間、息止めにより心拍数又は脈拍数が上昇又は安定又は下降した模擬訓練回数、息止めによる心拍数又は脈拍数の変動量又は平均変動量、造影剤投与により周期運動数が上昇又は安定又は下降した模擬訓練回数、造影剤投与による周期運動数の変動量又は平均変動量、過去に実施された心臓撮影における心拍数又は脈拍数の時系列変化、
のうちの少なくとも一つである、

ことを特徴とする画像データ収集制御方法。

- [16] 被検者の周期的運動する部位を含む画像データ収集範囲から複数の画像データを収集する画像データ収集装置において、
前記周期的運動の経時変化を示す周期運動データを取得する周期運動データ取得手段と、
前記画像データ収集範囲の画像データの時間分解能を所望の範囲内にするための該画像データの収集条件を設定する画像データ収集条件設定手段と、
前記画像データ収集条件に基づいて、前記画像データ収集範囲の画像データの
前記時間分解能が所望の範囲に入る時間内に、該画像データ収集範囲の少なくとも一部とその画像データの収集位置とが互いに重なるように相対移動させる画像データ収集位置制御手段と、
前記画像データ収集位置で前記画像データ収集範囲の少なくとも一部の画像データを収集する画像データ収集手段と、
を含むことを特徴とする画像データ収集装置。

- [17] 請求項16記載の画像データ収集装置において、
前記画像データ収集条件設定手段は、前記画像データ収集範囲指定工程の前に、前記周期運動データに基づいて前記画像データの時間分解能の経時変化を予測し、

前記画像データ収集条件設定手段は、前記画像データの時間分解能の経時変

化を示す時間分解能グラフと前記投影画像とを重畳表示する、
ことを特徴とする画像データ収集装置。

- [18] 請求項16記載の画像データ収集装置において、
周期運動データ取得手段は、前記画像データの生成を行わずに前記周期運動データを取得し、
前記周期運動データの経時変化と前記周期運動データ取得の手順とを同期させて記録する周期運動データ記録手段と、
記録された前記周期運動データの経時変化と前記周期運動データ取得手順の情報を同期させて表示する情報表示手段と、
を備えたことを特徴とする画像データ収集装置。

- [19] 請求項18記載の画像データ収集装置において、
前記周期運動データ記録手段は、更に前記被検者の情報も合わせて記録し、
前記画像データ収集手段は、前記周期運動データ記録手段に前記被検者の周期運動データが記録されている場合には、該周期運動データを用いて前記画像データの収集を行う、
ことを特徴とする画像データ収集装置。

- [20] 前記画像データ収集手段は、
X線を照射するX線源と、被検者をはさんで前記X線源に対向して配置され、X線を検出してX線透過データを出力するX線検出器と、前記X線源及び前記X線検出器を搭載して回転可能な回転手段と、前記被検者を載置するテーブルと、前記テーブルを移動させるテーブル送り速度を制御するテーブル制御装置と、前記X線透過データに基づいて被検者の断層像を生成する画像処理手段と、前記断層像を表示する表示手段と、
を備えたX線CT装置であり、
前記周期運動データ取得手段は、前記被検者の心拍数を測定して取得する心拍計であり、
前記画像データ収集条件設定手段は、所望する前記時間分解能を実現するための前記周期運動データの変動幅と前記テーブル送り速度との組合せを算出し、

前記テーブル制御装置が、前記テーブル送り速度に基づいて前記テーブルを移動させる、

ことを特徴とする請求項16に記載の画像データ収集装置。

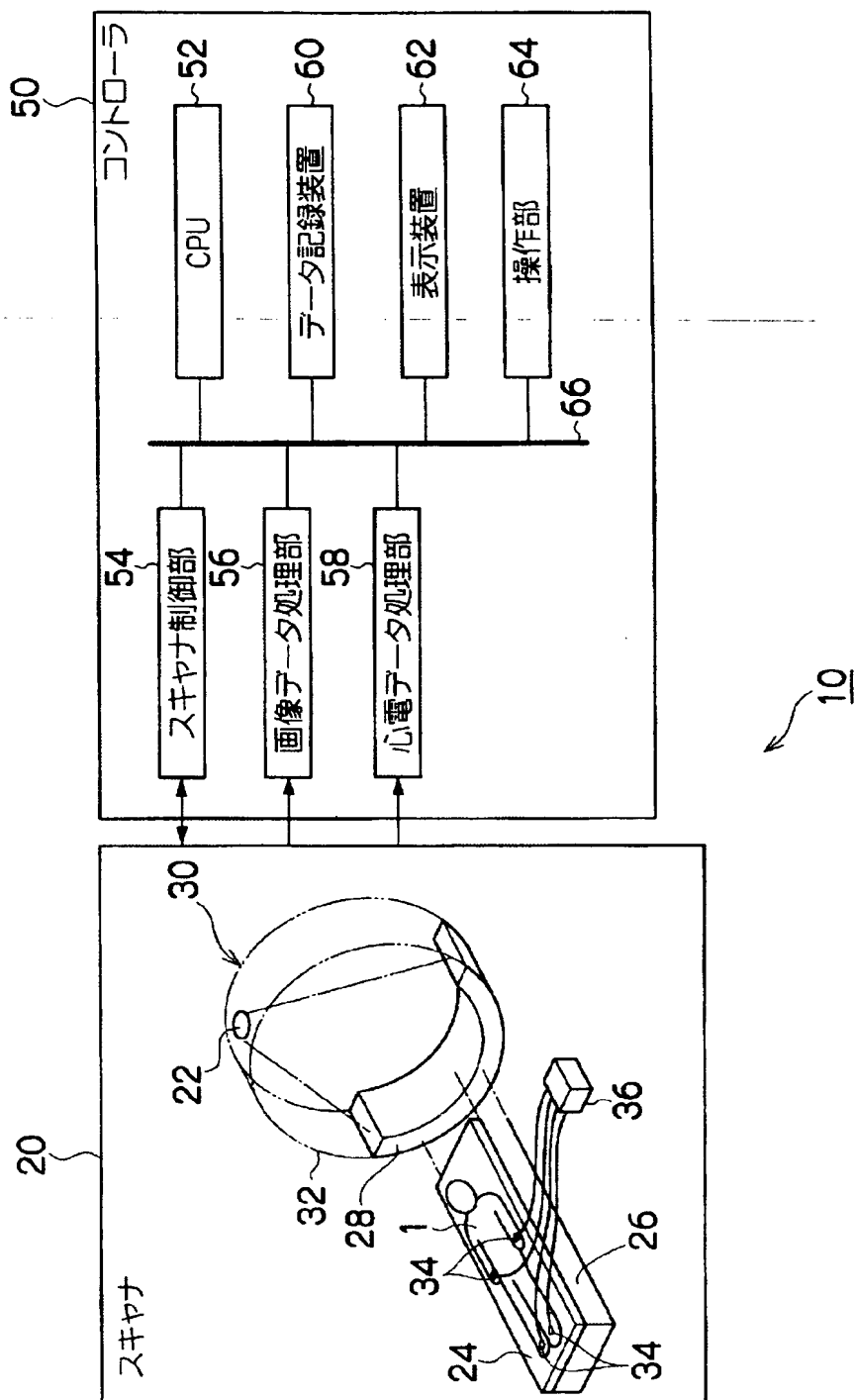
[21] 前記画像データ収集手段は、

所定の撮影シーケンスを備えた制御部と、前記制御部の制御に従い被検者が置かれる静磁場空間に傾斜磁場及び高周波磁場を発生する各磁場発生手段と、前記被検者が発生するNMR信号を計測し、画像化する信号処理手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置であり、

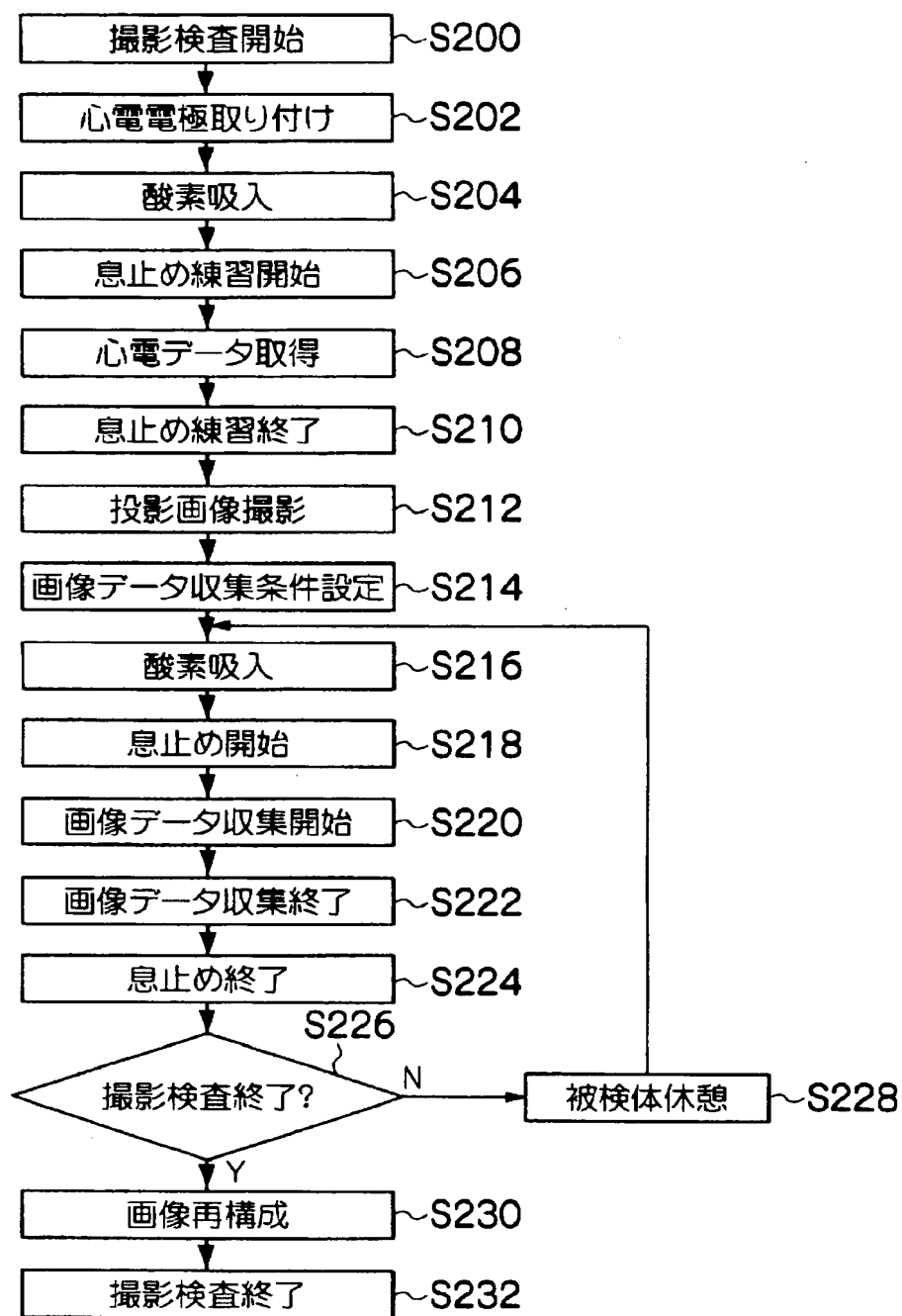
前記周期運動データ取得手段は、前記被検者の体動ナビゲート信号を取得する

ことを特徴とする請求項16に記載の画像データ収集装置。

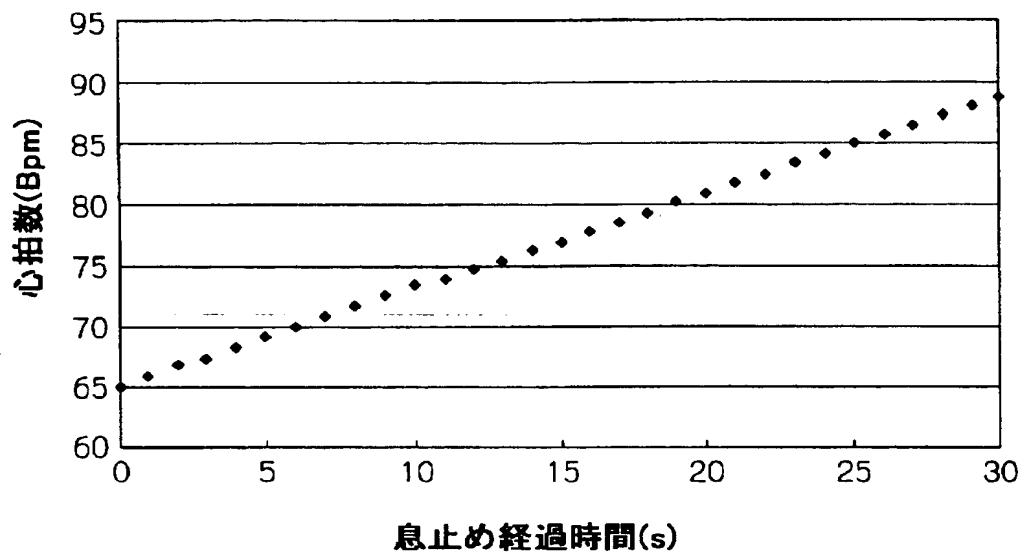
[図1]



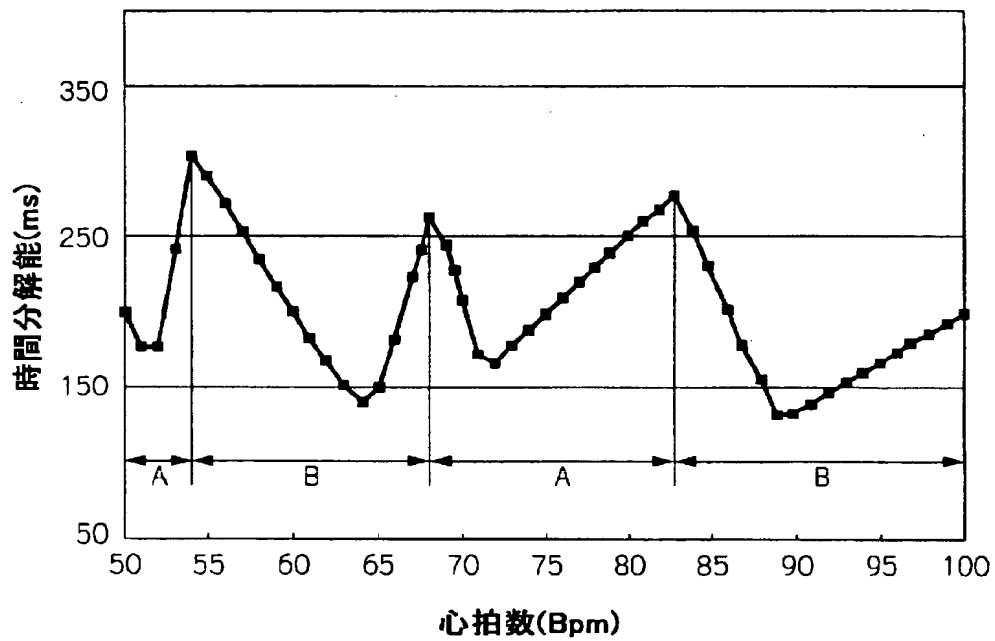
[図2]



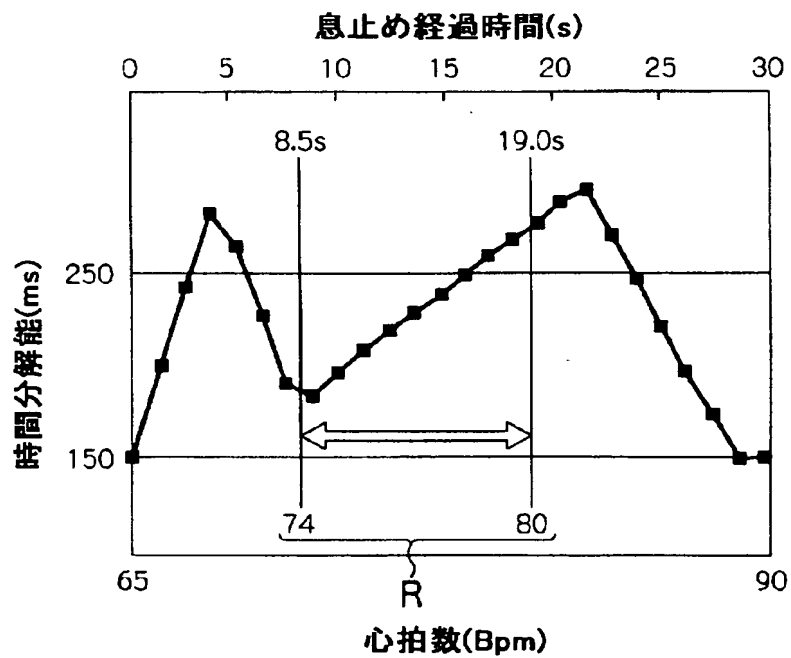
[図3]



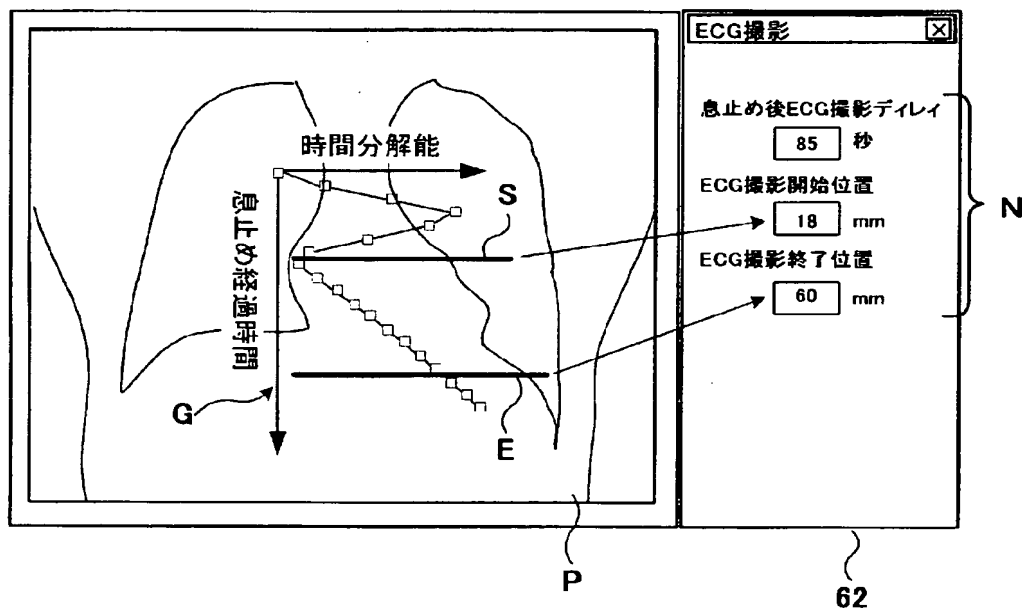
[図4]



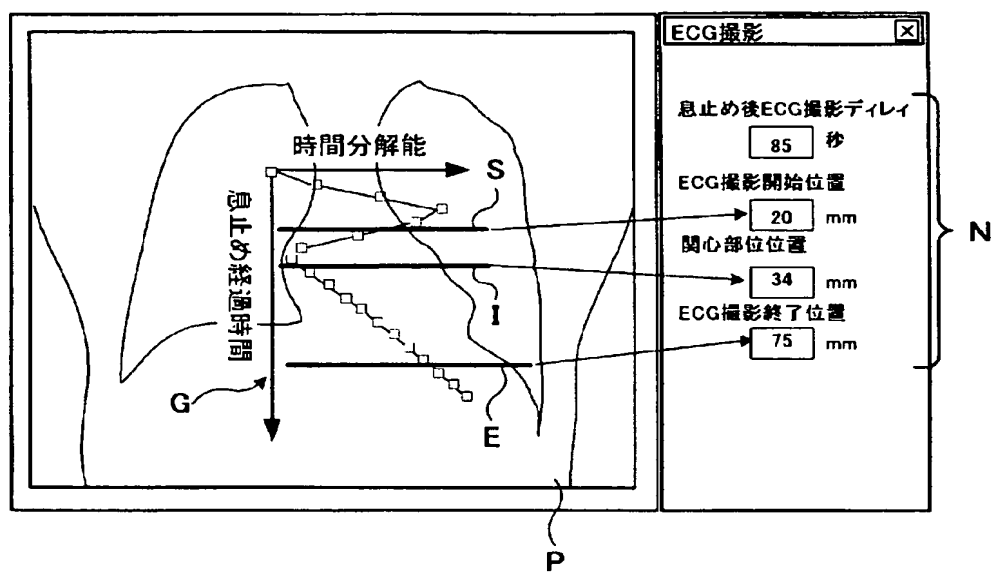
[図5]



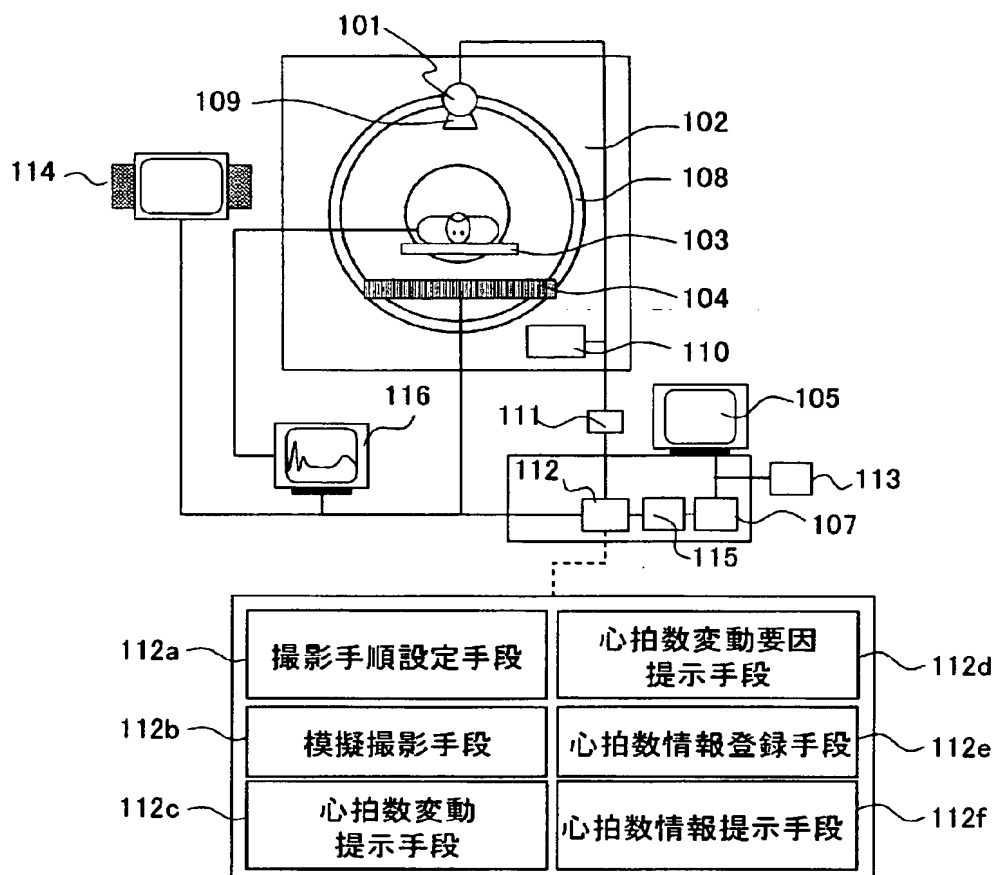
[図6]



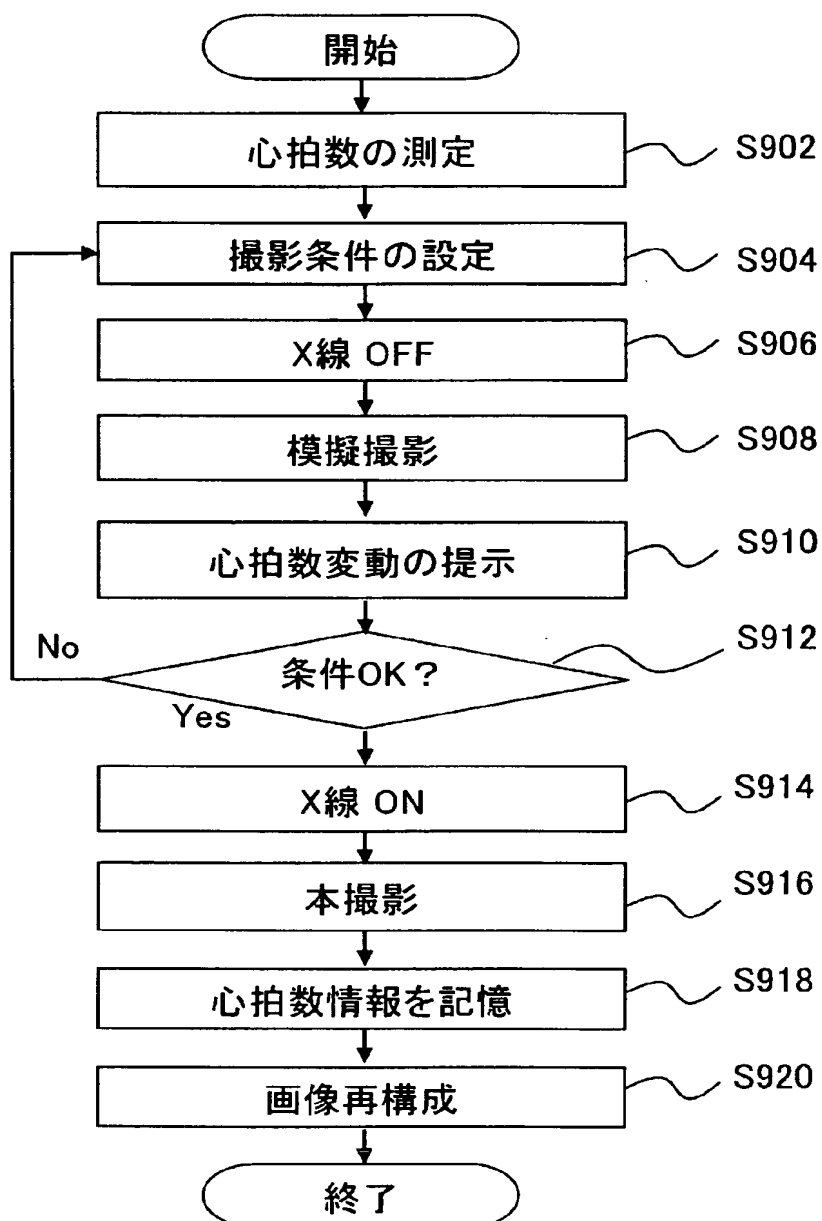
[図7]



[図8]



[図9]

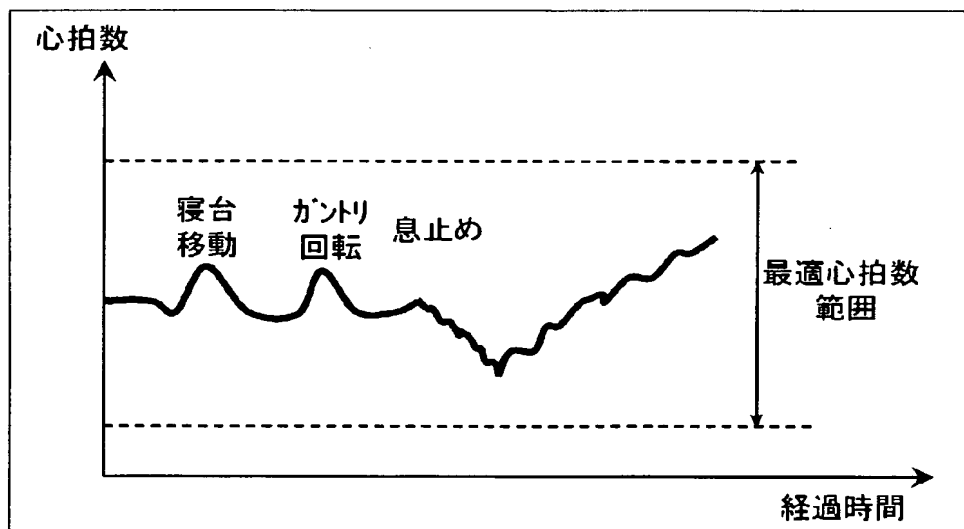


[図10]

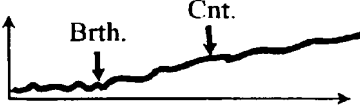
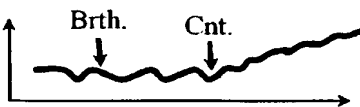
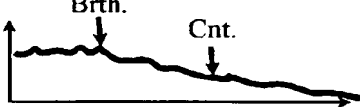
只今、撮影練習中	
進行状況	注意事項
撮影準備	・寝台が動きます。小さな振動が発生します。 ・ガントリが回転します。大きな音が出ます。
造影	・造影を開始します。熱い感覚があります。
撮影	・撮影を開始します。息止めの準備をして下さい。
撮影終了	・撮影終了しました。しばらくお待ちください。

← 実施中の
撮影ステップ

[図11]

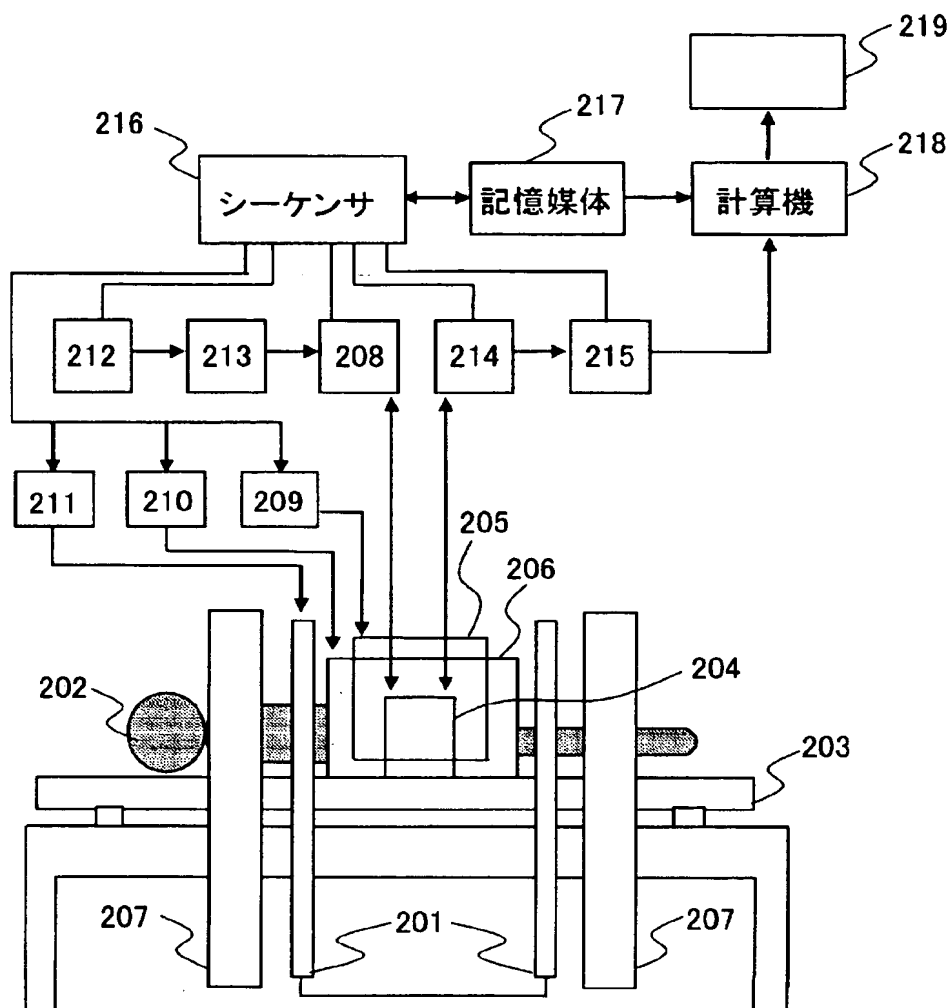


[図12]

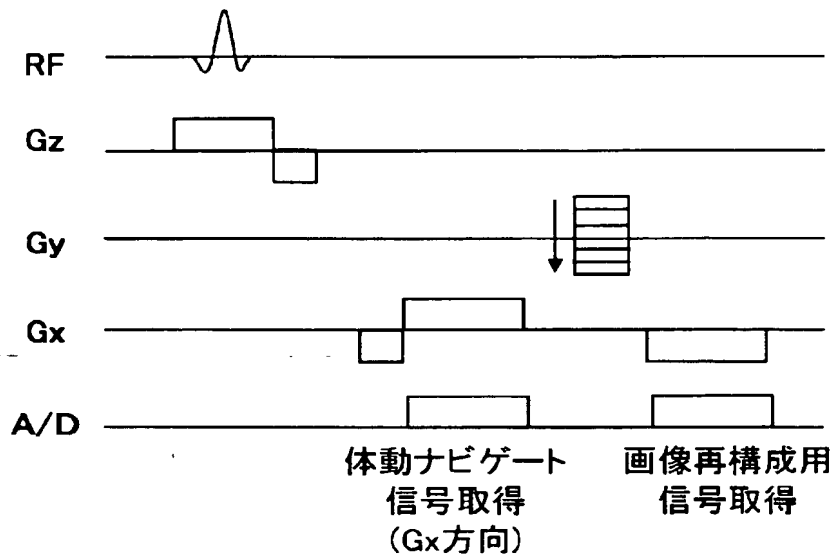
ID	名前	息止め 可能時間	心拍数変動傾向		
			息止め	造影	前撮影の心拍変位
0001	Name1	40s	↑ Up	-Stay	
0002	Name2	35s	-Stay	↑ Up	
0003	Name3	55s	↓ Down	-Stay	
...

[illegible]

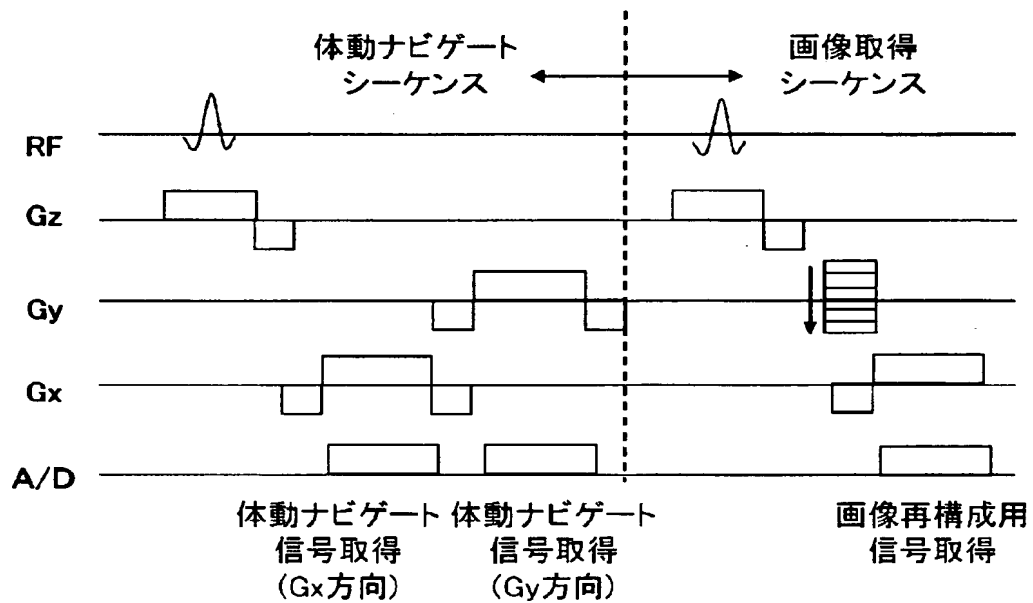
[図14]



[図15(a)]



[図15(b)]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/004305

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl. ⁷ A61B6/03		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl. ⁷ A61B6/00-6/14, A61B5/05		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2005 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2005 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2005		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2000-189412 A (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY CO., LLC.), 11 July, 2000 (11.07.00), Full text; Figs. 1 to 14 (Family: none)	1-21
A	WO 2002/026135 A1 (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY CO., LLC.), 04 April, 2002 (04.04.02), Full text; Figs. 1 to 18 & EP 1324698 A1 & JP 2004-509691 A & US 6504894 B2	1-21
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "I" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 19 April, 2005 (19.04.05)		Date of mailing of the international search report 10 May, 2005 (10.05.05)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B6/03

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B6/00-6/14Int. Cl⁷ A61B5/05

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922-1996年

日本国公開実用新案公報 1971-2005年

日本国登録実用新案公報 1994-2005年

日本国実用新案登録公報 1996-2005年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2000-189412 A (ジーイー横川メディカルシステム株式会社) 2000. 07. 11 全文、第1-14図 (ファミリーなし)	1-21
A	WO 2002/026135 A1 (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY, LLC) 2002. 04. 04 全文、第1-18図 & EP 1324698 A1 & JP 2004-509691 A & US 6504894 B2	1-21

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

19. 04. 2005

国際調査報告の発送日

10. 5. 2005

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

安田 明央

2W

9309

電話番号 03-3581-1101 内線 3290